

(19)日本国特許庁 (JP)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-185

(43)公開日 平成10年(1998)1月6日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>  
 A 6 1 B 5/05  
 G 0 1 R 27/02  
 27/22

識別記号 廣内整理番号

F I  
 A 6 1 B 5/05  
 G 0 1 R 27/02  
 27/22

技術表示箇所  
 B  
 A  
 Z

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21)出願番号 特願平8-155622

(22)出願日 平成8年(1996)6月17日

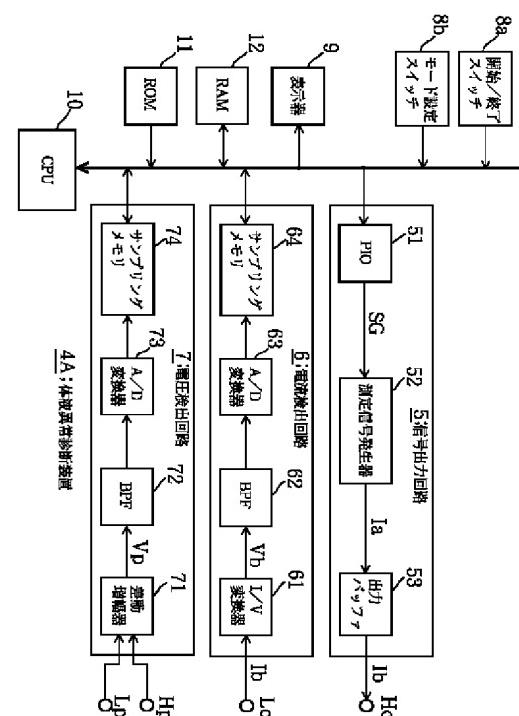
(71)出願人 000002174  
 積水化学工業株式会社  
 大阪府大阪市北区西天満2丁目4番4号  
 (72)発明者 久保田 康之  
 京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化  
 学工業株式会社内  
 (72)発明者 石井 徹哉  
 京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化  
 学工業株式会社内  
 (72)発明者 栗脇 真史  
 京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化  
 学工業株式会社内

## (54)【発明の名称】 体液異常診断装置

## (57)【要約】

【課題】 浮腫等の細胞外液異常を一段と正確に測定できるようにする。

【解決手段】 信号出力回路らは、被験者の体にマルチ周波のプローブ電流  $I_a$  を投入する。電流検出回路6は、被験者の体を流れるプローブ電流  $I_a$  を各周波毎に検出する。電圧検出回路7は、被験者の手足間の電圧  $V_p$  を各周波毎に検出する。CPU10は、検出された電流  $I_a$  と電圧  $V_p$  に基づいて、生体電気インピーダンスを測定し、測定された生体電気インピーダンスに基づいて、被験者の体の細胞内液と細胞外液との液量比を算出する。そして、算出された液量比を、予め設定登録された基準液量比（一般健常者の正常状態における細胞内液と細胞外液との液量比）と比較して、浮腫等であるかを判定し、判定結果を、「被験者の体に浮腫が発生している」旨又は「被験者の体液は正常状態である」旨のメッセージを添えて画面表示する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 マルチ周波のプローブ電流を生成し、生成した各周波のプローブ電流を被験者の体に投入して該被験者の体の電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス測定手段と、

該生体電気インピーダンス測定手段によって測定された前記被験者の体の前記電気インピーダンスに基づいて、前記被験者の体の細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又はこれらの抵抗に関係するパラメータの値を算出する抵抗値算出手段と、

該抵抗値算出手段によって算出された前記細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又は前記パラメータの値に基づいて、前記被験者の体の細胞内液と細胞外液との液量比を算出する液量比算出手段と、

一般健常者の正常状態における細胞内液と細胞外液との液量比の上限値又は下限値を基準液量比として予め記憶する記憶手段と、

前記液量比算出手段によって算出された被験者の体の前記液量比と、前記記憶手段から読み出された前記基準液量比とを比較して、前記被験者が体液異常に陥っているか否かを判定する体液異常判定手段と、

該体液異常判定手段の判定結果を表示装置に表示させる表示制御手段とを備えてなることを特徴とする体液異常診断装置。

【請求項2】 前記生体電気インピーダンス測定手段は、被験者の体に投入される前記プローブ電流の各周波毎に、該被験者の体の生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスを測定し、測定された各周波毎の前記生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスに基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、インピーダンス軌跡又はアドミッタンス軌跡を求め、求められた該インピーダンス軌跡又はアドミッタンス軌跡から、前記被験者の体の周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスを算出すると共に、

前記抵抗値算出手段は、前記生体電気インピーダンス測定手段によって算出された前記被験者の体の周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスに基づいて、前記被験者の体の細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又はこれらの抵抗に関係するパラメータの値を算出することを特徴とする請求項1記載の体液異常診断装置。

【請求項3】 被験者の身長、体重、年齢及び性別のうち少なくとも一つを人体特徴データとして入力するための人体特徴データ入力手段を付加してなると共に、

前記液量比算出手段は、前記抵抗値算出手段によって算出された前記細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又は前記パラメータの値と、前記人体特徴データ入力手段から入力された被験者の前記人体特徴データとに基づいて、被験者の体の前記液量比を算出することを特徴とする請求項

1又は2記載の体液異常診断装置。

【請求項4】 被験者の身長、体重、年齢及び性別のうち少なくとも一つを人体特徴データとして入力するための人体特徴データ入力手段を付加してなると共に、前記記憶手段は、入力される被験者の前記人体特徴データに対応して、身長範囲、体重範囲、年齢範囲及び性別のうち少なくとも一つを含んで構成される人体特徴区分毎に、一般健常者の正常状態における前記液量比の上限値又は下限値を基準液量比として予め記憶し、かつ、

10 前記体液異常判定手段は、前記液量比算出手段によって算出された被験者の体の前記液量比と、前記人体特徴データ入力手段から入力された前記人体特徴データに基づいて前記記憶手段から選択的に読み出された所望の前記基準液量比とを比較して、前記被験者が体液異常に陥っているか否かを判定することを特徴とする請求項1，2又は3記載の体液異常診断装置。

【請求項5】 前記体液異常判定手段は、前記液量比算出手段によって算出された被験者の体の前記液量比と、前記記憶手段から読み出された前記基準液量比とを比較して、前記被験者の体に浮腫又は脱水症状が発生しているか否かを判定することを特徴とする請求項1，2又は3記載の体液異常診断装置。

前記表示制御手段は、前記体液異常判定手段の判定結果に基づいて、「前記被験者の体に浮腫又は脱水症状が発生している」旨又は「前記被験者の体液は正常状態である」旨を表示装置に表示させることを特徴とする請求項1，2，3又は4記載の体液異常診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、人体の体液異常（特に、細胞外液異常）を電気的に測定できる体液異常診断装置に係り、詳しくは、浮腫や脱水症状等の診断に用いて好適な体液異常診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】浮腫（むくみ）や脱水症状等は、体液、特に細胞外液が異常に増加するか又は異常に少なくなる現象であるが、体液異常に陥っているか否かは、従来では、主に、顔や手足の外観観察や体重測定による主観的判断に頼っていた。しかし、これでは、判断を誤りやすい。そこで、体液異常を客観的に判断する手段として、被験者の体の細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを求めて、求められた細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とに基づいて、被験者の体の細胞内液、細胞外液の各量及び体内水分量を計測する、いわゆる生体電気インピーダンス（Bioelectric Impedance）法が提案されている（「身体組成の評価法としての生体電気インピーダンス法」， Baumgartner, R.N., etc. 著、「生体電気インピーダンスとその臨床応用」， 医用電子と生体工学， 金井寛 著， 20(3) Jun 1982、「インピーダンス法による体肢の水分分布の推定とその応用」， 医用電子と生体工学， 波江野誠等著， 23(6) 1985 等参照）。生体電気インピーダンス法

では、4個の表面電極を人体の皮膚表面の所定の部位、例えば、人体の手甲部と、この手甲部と同側の足甲部とにそれぞれ2個ずつ貼り付け、このうち、手甲部と足甲部との間の2個の電極間に正弦波交流の微小電流を流すと共に、この微小電流の周波数を3～400kHzの周波数範囲でスイープし、残りの2個の電極から人体の手足間の電圧を検出することにより、低周波時及び高周波時の生体電気インピーダンスを測定する。そして、測定された低周波時及び高周波時の生体電気インピーダンスに基づいて、細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを求め、求められた細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とから、細胞内液及び細胞外液の各量を推計し、さらに、これらの各量を和することにより、体内水分量を推計する。

【0003】次に、生体電気インピーダンス法の原理について、簡単に説明する。人体では、電気は主として細胞内外の電解質溶液中のイオンによって運ばれ、人体の総電導量は、体内水分量の総電導量と略等しい。また、図9に示すように、人体の組織を構成する細胞1, 1, …は、細胞膜2, 2, …によって取り囲まれているが、細胞膜2, 2, …は、電気的には容量（リアクタンス）の大きなコンデンサと見ることができる。したがって、生体電気インピーダンスは、図10(a)に示すように、細胞外液抵抗 $R_e$ のみからなる細胞外液インピーダンスと、細胞内液抵抗 $R_i$ と細胞膜容量 $C_m$ との直列接続からなる細胞内液インピーダンスとの並列合成インピーダンスと考えることができる。このような電気的等価回路で表すことのできる人体では、外部から印加された電流は、周波数が非常に低いときには、細胞膜2, 2, …の電気インピーダンス（容量 $C_m$ ）は、電気を通すには高すぎるので、同図に実線A, A, …で示すように、細胞外液3のみを流れる。したがって、測定される生体電気インピーダンスは、純粹に細胞外液抵抗 $R_e$ のみである。しかし、周波数が高くなるにつれて、細胞膜2, 2, …を通って流れる電流が増え、このときに測定される生体電気インピーダンスには、抵抗分とリアクタンス分が含まれる。周波数が非常に高くなると、電流は、同図に破線B, B, …で示すように、細胞1, 1, …内を完全に通るようになり、細胞膜2, 2, …が容量性能力を失うことにより、再び、純粹に合成抵抗 $R_i + R_e$ のみが測定される。

【0004】このように、周波数が非常に低いとき及び非常に高いときの生体電気インピーダンスは、純粹に抵抗分のみとなるので、低周波時（好ましくは、周波数0時）及び高周波時（好ましくは、周波数無限大時）の生体電気インピーダンスを測定することにより、細胞外液抵抗 $R_e$ と細胞内液抵抗 $R_i$ とを別々に求めることができる。こうして求められた細胞外液抵抗 $R_e$ 及び細胞内液抵抗 $R_i$ は、被験者各人に固有のものであり、それぞれ、被験者各人の体水分分布（細胞外液及び細胞内液の各量）を反映していると考えられる。生体電気インピー-

ダンス法は、この性質を利用して、細胞外液及び細胞内液の各量を推計する測定法である。

【0005】なお、実際の人体の組織では、図9に示すように、いろいろな大きさの細胞が不規則に配置されているので、電気的等価回路は、図10(a)に示すような単純回路ではなく、同図(b)に示すように、時定数 $\tau = C_m k \cdot R_i k$  ( $R_i k$ は各細胞の細胞内液抵抗、 $C_m k$ は各細胞の細胞膜容量) が分布している分布時定数回路で表されるが、基本的原理は上述の説明と異ならない。

## 10 【0006】

【発明が解決しようとする課題】ところで、浮腫や脱水症等の体液異常は、正確に言うと、細胞外液が、細胞内液とのバランスが崩れている程、多すぎるか又は少なすぎるかで決定すべきであるが、上記従来の体液計測方法では、細胞外液の量のみを見て浮腫や脱水症等の体液異常を判断していたため、正確性に欠ける面があった。

20 【0007】この発明は、上述の事情に鑑みてなされたもので、人体の体液異常（細胞外液異常）を一段と正確にかつ簡易に測定できる体液異常診断装置を提供することを目的としている。

## 【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、請求項1記載の発明に係る体液異常診断装置は、マルチ周波のプローブ電流を生成し、生成した各周波のプローブ電流を被験者の体に投入して該被験者の体の電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス測定手段と、該生体電気インピーダンス測定手段によって測定された上記被験者の体の上記電気インピーダンスに基づいて、上記被験者の体の細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又はこれらの抵抗に関するパラメータの値を算出する抵抗値算出手段と、該抵抗値算出手段によって算出された上記細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又は上記パラメータの値に基づいて、上記被験者の体の細胞内液と細胞外液との液量比を算出する液量比算出手段と、一般健常者の正常状態における細胞内液と細胞外液との液量比の上限値又は下限値を基準液量比として予め記憶する記憶手段と、上記液量比算出手段によって算出された被験者の体の上記液量比と、上記記憶手段から読み出された上記基準液量比とを比較して、上記被験者が体液異常に陥っているか否かを判定する体液異常判定手段と、該体液異常判定手段の判定結果を表示装置に表示させる表示制御手段とを備えてなることを特徴としている。

40 【0009】また、請求項2記載の発明は、請求項1記載の体液異常診断装置に係り、上記生体電気インピーダンス測定手段が、被験者の体に投入される上記プローブ電流の各周波毎に、該被験者の体の生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスを測定し、測定された各周波毎の上記生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスに基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使

して、インピーダンス軌跡又はアドミッタンス軌跡を求め、求められた該インピーダンス軌跡又はアドミッタンス軌跡から、上記被験者の体の周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスを算出すると共に、上記抵抗値算出手段は、上記生体電気インピーダンス測定手段によって算出された上記被験者の体の周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスに基づいて、上記被験者の体の細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又はこれらの抵抗に関するパラメータの値を算出することを特徴としている。

【0010】また、請求項3記載の発明は、請求項1又は2記載の体液異常診断装置に係り、被験者の身長、体重、年齢及び性別のうち少なくとも一つを人体特徴データとして入力するための人体特徴データ入力手段を付加してなると共に、上記抵抗値算出手段が、上記液量比算出手段によって算出された上記細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又は上記パラメータの値と、上記人体特徴データ入力手段から入力された被験者の上記人体特徴データに基づいて、被験者の体の上記液量比を算出することを特徴としている。

【0011】また、請求項4記載の発明は、請求項1、2又は3記載の体液異常診断装置に係り、被験者の身長、体重、年齢及び性別のうち少なくとも一つを人体特徴データとして入力するための人体特徴データ入力手段を付加してなると共に、上記記憶手段が、入力される被験者の上記人体特徴データに対応して、身長範囲、体重範囲、年齢範囲及び性別のうち少なくとも一つを含んで構成される人体特徴区分毎に、一般健常者の正常状態における上記液量比の上限値又は下限値を基準液量比として予め記憶し、かつ、上記体液異常判定手段が、上記液量比算出手段によって算出された被験者の体の上記液量比と、上記人体特徴データ入力手段から入力された上記人体特徴データに基づいて上記記憶手段から選択的に読み出された所望の上記基準液量比とを比較して、上記被験者が体液異常に陥っているか否かを判定することを特徴としている。

【0012】また、請求項5記載の発明は、請求項1、2、3又は4記載の体液異常診断装置に係り、上記体液異常判定手段が、上記液量比算出手段によって算出された被験者の体の上記液量比と、上記記憶手段から読み出された上記基準液量比とを比較して、上記被験者の体に浮腫又は脱水症状が発生しているか否かを判定すると共に、上記表示制御手段が、上記体液異常判定手段の判定結果に基づいて、「上記被験者の体に浮腫又は脱水症状が発生している」旨又は「上記被験者の体液は正常状態である」旨を表示装置に表示させることを特徴としている。

【0013】

【作用】この発明の構成では、生体電気インピーダンス

測定手段は、マルチ周波のプローブ電流を生成し、生成した各周波のプローブ電流を被験者の体に投入して被験者の体の電気インピーダンスを測定する。抵抗値算出手段は、生体電気インピーダンス測定手段によって測定された被験者の体の上記電気インピーダンスに基づいて、被験者の体の細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又はこれらの抵抗に関するパラメータの値を算出する。液量比算出手段は、抵抗値算出手段によって算出された細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗又はパラメータの値に基づいて、被験者の体の細胞内液と細胞外液との液量比を算出する。記憶手段は、一般健常者の正常状態における細胞内液と細胞外液との液量比の上限値又は下限値を基準液量比として予め記憶する。体液異常判定手段は、液量比算出手段によって算出された被験者の体の液量比と、記憶手段から読み出された基準液量比とを比較して、被験者が体液異常に陥っているか否かを判定する。表示制御手段は、体液異常判定手段の判定結果を表示装置に画面表示させる。

【0014】この発明の構成によれば、体液の異常を判断するに際して、細胞外液と細胞内液とのバランス関係（比率）が考慮されるので、実情に即し、一段と信頼性が増す。また、コンピュータによる自動診断装置であるので、手軽な操作で迅速な判断結果が得られる。加えて、表示装置に「被験者の体に浮腫又は脱水症状が発生している」旨又は「被験者の体液は正常状態である」旨が表示されるので、大変使い勝手が良い。それゆえ、診断を手助けする健康機器として、福祉施設や家庭等で利用できる。

【0015】また、この発明の別の構成では、測定された各周波毎の生体電気インピーダンス又は生体電気アドミッタンスに基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、インピーダンス軌跡又はアドミッタンス軌跡を求め、求められた軌跡から周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスが算出されるので、高周波投入時の浮遊容量や外来ノイズの影響を回避でき、また、人体への直流の直接投入を回避できる。それゆえ、生体電気インピーダンスの測定精度が向上する。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、この発明の実施の形態について説明する。説明は、実施例を用いて具体的に行う。

#### ◇第1実施例

図1は、この発明の第1実施例である体液異常診断装置の電気的構成を示すブロック図、図2は、同診断装置の使用状態を模式的に示す模式図、図3は、同診断装置の動作を説明するための図で、具体的には、人体のインピーダンス軌跡を示す図、図4は、同診断装置の動作処理手順を示すフローチャート、また、図5及び図6は、同診断装置を構成する表示器の表示例を示す図である。この例の体液異常診断装置4Aは、生体電気インピーダン

ス法により被験者の体水分分布異常（浮腫や脱水症状等）について診断し、診断結果を表示する装置に係り、図1及び図2に示すように、被験者の体Mにマルチ周波のプローブ電流I<sub>b</sub>を投入するための信号出力回路5と、被験者Mの手足間を流れるプローブ電流I<sub>b</sub>を検出するための電流検出回路6と、この電流検出回路6と同一の検出タイミングで、被験者Mの手足間の電圧V<sub>p</sub>を検出するための電圧検出回路7と、操作者（又は被験者）が測定開始／測定終了を指示するための開始／終了スイッチ8aと、操作者（又は被験者）が浮腫診断モード又は脱水症状診断モードを選択するためのモード設定スイッチ8bと、診断結果を表示するための表示器9と、各種の制御・演算処理を行うCPU（中央処理装置）10と、CPU10の処理プログラムを記憶するROM11と、各種データを一時記憶するデータ領域及びCPU10の作業領域が設定されるRAM12と、測定時に被験者Mの手甲部Hや足甲部Lの皮膚表面に導電可能に貼り付けられる4個の表面電極H<sub>p</sub>, H<sub>c</sub>, L<sub>p</sub>, L<sub>c</sub>とから概略構成されている。

【0017】ここで、表面電極H<sub>c</sub>, H<sub>p</sub>は、被験者Mの右の手甲部Hに、表面電極L<sub>p</sub>, L<sub>c</sub>は、被験者Mの右の足甲部Lに、それぞれ導電クリームを介して貼り付けられる。2個の表面電極H<sub>c</sub>, L<sub>c</sub>は被験者Mの体にプローブ電流I<sub>b</sub>を投入すると共に、被験者Mの右手足間に流れるプローブ電流I<sub>b</sub>を検出するための電極であり、2個の表面電極H<sub>p</sub>, L<sub>p</sub>は被験者Mの右手足間に生じる電圧V<sub>p</sub>を検出するための電極である。

【0018】上記信号出力回路5は、PIO（パラレル・インターフェース）51、測定信号発生器52及び出力バッファ53から構成されている。測定信号発生器52は、全測定時間の間、所定の測定周期で、PIO51を介して行われるCPU10の指示に従って、例えば1kHz～400kHzの範囲で、かつ、15kHzの間隔で掃引される測定信号（電流）I<sub>a</sub>を繰り返し生成して、出力バッファ53に入力する。出力バッファ53は、入力される測定信号I<sub>a</sub>を定電流状態に保ちながら、マルチ周波のプローブ電流I<sub>b</sub>として表面電極H<sub>c</sub>に送信する。

【0019】電流検出回路6は、I/V変換器（電流/電圧変換器）61、バンドパスフィルタ（BPF）62、A/D変換器（アナログ/デジタル変換器）63及びサンプリングメモリ（リングバッファ）64から概略構成されている。I/V変換器61は、被験者Mの手甲部Hと足甲部Lとに貼り付けられた2個の表面電極H<sub>c</sub>, L<sub>c</sub>間に流れるプローブ電流I<sub>b</sub>を検出して電圧信号V<sub>b</sub>に変換し、変換された電圧信号V<sub>b</sub>をバンドパスフィルタ62へ供給する。バンドパスフィルタ62は、入力された電圧信号V<sub>b</sub>の中から1kHz～800kHzの帯域の電圧信号成分のみを通して、A/D変換器63に供給する。A/D変換器63は、CPU10が発行

するデジタル変換指示に従って、入力されるアナログの電圧信号V<sub>b</sub>をデジタルの電圧信号V<sub>b</sub>に変換した後、デジタル化された電圧信号V<sub>b</sub>を電流データV<sub>b</sub>として、サンプリング周期毎、測定信号I<sub>a</sub>の周波数毎にサンプリングメモリ64に格納する。また、サンプリングメモリ64は、SRAMから構成され、測定信号I<sub>a</sub>の周波数毎に一時格納されたデジタルの電圧信号V<sub>b</sub>をCPU10の求めに応じて、CPU10に送出する。

【0020】電圧検出回路7は、差動増幅器71、バンドパスフィルタ（BPF）72、A/D変換器73及びサンプリングメモリ（リングバッファ）74から構成されている。差動増幅器71は、被験者Mの手甲部Hと足甲部Lとに貼り付けられた2個の表面電極H<sub>p</sub>, L<sub>p</sub>間の電圧V<sub>p</sub>を検出する。この電圧V<sub>p</sub>は、表面電極H<sub>p</sub>と表面電極L<sub>p</sub>との間における被験者の体Mの生体電気インピーダンスによる電圧降下である。バンドパスフィルタ72は、入力された電圧信号V<sub>p</sub>の中から1kHz～800kHzの帯域の電圧信号成分のみを通して、A/D変換器73に供給する。A/D変換器73は、CPU10が発行するデジタル変換指示に従って、入力されるアナログの電圧信号V<sub>p</sub>をデジタルの電圧信号V<sub>p</sub>に変換した後、デジタル化された電圧信号V<sub>p</sub>を電圧データV<sub>p</sub>として、サンプリング周期毎、測定信号I<sub>a</sub>の周波数毎にサンプリングメモリ74に格納する。サンプリングメモリ74は、SRAMから構成され、測定信号I<sub>a</sub>の周波数毎に一時格納されたデジタルの電圧信号をCPU10の求めに応じて、CPU10に送出する。なお、CPU10は、2つのA/D変換器63, 73に対して同一のタイミングでデジタル変換指示を行う。

【0021】ROM11は、CPU10の処理プログラムとして、主プログラムの他、インピーダンス測定サブプログラム、インピーダンス軌跡作成サブプログラム、抵抗値算出サブプログラム、液量比算出サブプログラム、浮腫診断サブプログラム、脱水症状診断サブプログラム及び表示制御サブプログラム等の各種サブプログラムを格納する。また、ROM11には、予め統計的に処理された一般健常者の正常状態における細胞内液と細胞外液との液量比の上限値及び下限値が基準液量比として予め設定登録されている。

【0022】上記インピーダンス測定サブプログラムには、サンプリングメモリ64, 74に一時記憶された周波数毎の電流データ及び電圧データを順次読み出して、各周波数についての被験者Mの生体電気インピーダンスZ (=V<sub>p</sub>/V<sub>b</sub>) を算出する手順が記述されている。インピーダンス軌跡作成サブプログラムには、インピーダンス測定サブプログラムの稼働により得られた各周波数についての生体電気インピーダンスZに基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、図3に示すような円弧状のインピーダンス軌跡Dを求める処理手順が記述されている。抵抗値算出サブプログラムには、インピーダン

ス軌跡作成サブプログラムの稼働により得られた円弧状のインピーダンス軌跡Dから、被験者Mの体の周波数0時及び周波数無限大時の（純粹に抵抗分のみからなる）生体電気インピーダンスR<sub>0</sub>, R<sub>∞</sub>を求め、求められた周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスR<sub>0</sub>, R<sub>∞</sub>から、被験者Mの体の細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗を算出する手順が記述されている。また、液量比算出サブプログラムには、抵抗値算出サブプログラムの稼働により算出された細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗に基づいて、被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比を算出する手順が記述されている。ここで、細胞内液抵抗と細胞外液抵抗との抵抗比を、細胞内液と細胞外液との液量比とみなすこともできる。

【0023】浮腫診断サブプログラムには、液量比算出サブプログラムの稼働により算出された被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比と、予め設定登録された基準液量比（上限値）とを比較して、被験者Mの体に浮腫が発生しているか否かを判定（診断）する手順が記述されている。脱水症状診断サブプログラムには、液量比算出サブプログラムの稼働により算出された被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比と、予め設定登録された基準液量比（下限値）とを比較して、被験者が脱水症状に陥っているか否かを判定する手順が記述されている。また、表示制御サブプログラムには、浮腫診断サブプログラム又は脱水症状診断サブプログラムの判定（診断）結果を表示器9に表示させる手順及び判定結果と共に表示するメッセージ文（例えば、「浮腫が生じている」、「脱水症状に陥っている」、「体液は正常である」等）が記述されている。

【0024】CPU10は、ROM11に記憶された各種処理プログラムをRAM12を用いて順次実行することにより、装置各部を制御して、被験者Mの体水分分布異常（浮腫や脱水症状等）を判定する。

【0025】次に、この例の動作について説明する。まず、測定に先だって、2個の表面電極H<sub>c</sub>, H<sub>p</sub>を被験者の手甲部Hに、2個の表面電極L<sub>p</sub>, L<sub>c</sub>を被験者の同じ側の足甲部Lにそれぞれ導電クリームを介して貼り付ける（このとき、図2に示すように、表面電極H<sub>c</sub>, L<sub>c</sub>を、表面電極H<sub>p</sub>, L<sub>p</sub>よりも人体の中心から遠い部位に取り付ける）。この後、操作者（又は被験者自身）が体液異常診断装置4Aのモード設定スイッチ8bを操作して、浮腫診断モードを設定し、次いで、開始／終了スイッチ8aを押すと、これより、CPU10は、図4に示す処理の流れに従って、動作を開始する。まず、ステップS1において、CPU10は、信号出力回路5の測定信号発生器52に信号発生指示信号SGを発行する。測定信号発生器52は、CPU10から信号発生指示信号SGを受け取ると、駆動を開始して、全測定時間の間、所定の測定周期で、例えば1kHz～400kHzの範囲で、かつ、15kHzの間隔で掃引され

る測定信号（電流）I<sub>a</sub>を生成して、出力バッファ53に入力する。出力バッファ53は、入力される測定信号I<sub>a</sub>を定電流状態（500～800μAの範囲の一定値）に保ちながら、マルチ周波のプローブ電流I<sub>b</sub>として表面電極H<sub>c</sub>に送出する。これにより、定電流のプローブ電流I<sub>b</sub>が、表面電極H<sub>c</sub>から被験者の体Mを流れる。

【0026】マルチ周波のプローブ電流I<sub>b</sub>が被験者Mの体に供給されると、電流検出回路6のI/V変換器61は、被験者Mの右の手甲部Hと右の足甲部Lとに導電クリームを介して貼り付けられた2個の表面電極H<sub>c</sub>, L<sub>c</sub>間に流れるプローブ電流I<sub>b</sub>を検出して電圧信号V<sub>b</sub>に変換し、変換された電圧信号V<sub>b</sub>をバンドパスフィルタ62へ供給する。バンドパスフィルタ62では、入力された電圧信号V<sub>b</sub>の中から1kHz～800kHzの帯域の電圧信号成分のみが通過を許されて、A/D変換器63に供給される。A/D変換器63では、入力されるアナログの電圧信号V<sub>b</sub>がデジタルの電圧信号V<sub>b</sub>に変換され、電流データV<sub>b</sub>として、サンプリング周期毎、測定信号I<sub>a</sub>の周波数毎にサンプリングメモリ64に格納される。サンプリングメモリ64は、格納されたデジタルの電圧信号V<sub>b</sub>をCPU10の求めに応じて、CPU10に送出する。

【0027】一方、電圧検出回路7の差動増幅器71は、被験者Mの右の手甲部Hと右の足甲部Lとに導電クリームを介して貼り付けられた2個の表面電極H<sub>p</sub>, L<sub>p</sub>間の電圧V<sub>p</sub>を検出す。バンドパスフィルタ72では、入力された電圧信号V<sub>p</sub>の中から1kHz～800kHzの帯域の電圧信号成分のみが通過を許されて、A/D変換器73に供給される。A/D変換器73では、入力されるアナログの電圧信号V<sub>p</sub>がデジタルの電圧信号V<sub>p</sub>に変換されて、電圧データV<sub>p</sub>として、サンプリング周期毎、測定信号I<sub>a</sub>の周波数毎にサンプリングメモリ74に格納される。サンプリングメモリ74は、格納されたデジタルの電圧信号をCPU10の求めに応じて、CPU10に送出する。

【0028】測定が終了すると、CPU10は、ステップS2において、インピーダンス測定サブプログラム、インピーダンス軌跡作成サブプログラム、抵抗値算出サブプログラム、液量比算出サブプログラムをRAM12を用いて順次実行する。すなわち、CPU10は、まず、サンプリングメモリ64, 74に一旦格納された周波数毎の電流データV<sub>b</sub>及び電圧データV<sub>p</sub>を順次読み出し、平均化を行って、周波数毎の生体電気インピーダンスZ (=V<sub>p</sub>/V<sub>b</sub>)を算出する。次に、算出された周波数毎の生体電気インピーダンスZに基づいて、最小二乗法の演算手法によりカーブフィッティングを行い（図5参照）、インピーダンス軌跡を求める。そして、求められたインピーダンス軌跡から、被験者Mの体の周波数0時の生体電気インピーダンスR<sub>0</sub>と周波数無限大

## 11

時の生体電気インピーダンス $R\infty$ （インピーダンス軌跡Dの円弧がX軸と交わる点のX座標値に相当）とを算出し、算出結果から、被験者Mの体の細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する。さらに、CPU10は、算出された細胞内液抵抗と細胞外液抵抗に基づいて、細胞内液と細胞外液との液量比を算出する。

## 【0029】(a) 浮腫診断モード時

次に、CPU10は、ステップ3に進み、モード設定フラグを見て、現在の設定モードが、浮腫診断モードであるか脱水症状診断モードであるかを調べる。いまは、操作者（又は被験者自身）によって、浮腫診断モードが設定されているので、CPU10は、ステップSP4へ進み、浮腫診断サブプログラムを起動する。CPU10は、浮腫診断サブプログラムに従って、ステップSP2において算出された被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比と、予め設定登録された基準液量比（上限値）とを比較して、被験者Mの体に浮腫が発生しているか否かを判定する。この判定において、被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比が基準液量比（上限値）を越えていると判定されると、CPU10は、ステップSP5に進み、表示制御サブプログラムを実行して、図5(a)に示すように、「浮腫が生じている」旨を被験者Mの体の液量比等と共に表示器9に表示させる。これに対して、被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比が基準液量比（上限値）を越えていないと判定されると、CPU10は、ステップSP6に進み、表示制御サブプログラムを実行して、同図(b)に示すように、「体液は正常である」旨を被験者Mの体の液量比等と共に表示器9に表示させる。この後、CPU10は、操作者（又は被験者自身）によって開始／終了スイッチ8aが押下されるまで（測定終了の指示があるまで）、上述した一連の処理（ステップSP1～ステップSP5(6), ステップSP9）を繰り返す。

## 【0030】(b) 脱水症状診断モード時

次に、脱水症状の診断を希望する場合には、測定に先立って、操作者（又は被験者自身）が体液異常診断装置4Aのモード設定スイッチ8bを操作して、脱水症状診断モードを設定し、次いで、開始／終了スイッチ8aを押すと、これより、CPU10は、上述した測定演算処理（ステップSP1及びステップSP2）を実行する。そして、ステップ3へ進み、モード設定フラグを見て、現在の設定モードが、浮腫診断モードであるか脱水症状診断モードであるかを調べる。今度は、脱水診断モードが選択されているので、CPU10は、ステップSP7へ進み、脱水症状診断サブプログラムを起動する。CPU10は、脱水症状診断サブプログラムに従って、ステップSP2において算出された被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比と、予め設定登録された基準液量比（下限値）とを比較して、被験者Mが脱水症状に陥っているか否かを判定する。この判定において、被験者Mの

## 12

体の細胞内液と細胞外液との液量比が基準液量比（下限値）を下回っていると判定されると、CPU10は、ステップSP8に進み、表示制御サブプログラムを実行して、図6(a)に示すように、「脱水症状に陥っている」旨を被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比等と共に表示器9に画面表示させる。これに対して、被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比が基準液量比（上限値）を上回っていると判定されると、CPU10は、ステップSP5に進み、表示制御サブプログラムを実行して、同図(b)に示すように、「体液は正常である」旨を被験者Mの体の液量比等と共に表示器9に画面表示させる。

【0031】このように、この例の構成によれば、測定された各周波毎の生体電気インピーダンスZ (=Vp/Vb)に基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、インピーダンス軌跡を求め、求められた軌跡から周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスが算出されるので、高周波投入時の浮遊容量や外来ノイズの影響を回避でき、また、人体への直流の直接投入を回避できる。それゆえ、生体電気インピーダンスの測定精度が向上する。

【0032】また、体液異常を判断するに際して、細胞外液と細胞内液とのバランス関係（比率）が考慮されるので、実情に即し、一段と信頼性が増す。また、CPU10による自動診断なので、手軽な操作で迅速な判断結果が得られる上、表示器9に「被験者の体に浮腫又は脱水症状が発生している」旨又は「被験者の体液は正常状態である」旨が画面表示されるので、大変使い勝手が良い。それゆえ、診断を手助けする健康機器として、福祉施設や家庭等で利用できる。

## 【0033】◇第2実施例

図7は、この発明の第2実施例である体液異常診断装置4Bの電気的構成を示すブロック図である。この第2実施例の構成が、上述の第1実施例の構成と大きく異なるところは、開始／終了スイッチ8a及びモード設定スイッチ8bを廃し、代わりに、データ入力装置としてのキーボード8cを付加した点、及び液量比算出サブプログラムにこれに伴う変更を加えた点である。キーボード8cは、操作者（又は被験者）が測定開始／測定終了を指示するための測定開始／終了キーや、操作者が浮腫診断モード又は脱水症状診断モードを選択するためのモード設定キーを含む各種機能キー、及び被験者の身長、体重、年齢及び性別等の人体特徴データを入力するためのテンキーから構成されており、キーボード8cから供給される操作データ及び人体特徴データは、図示せぬコード発生回路でコードに変換されてCPU10に供給される。CPU10は、コード入力された各種操作信号及び人体特徴データをRAM12のデータ領域に一時記憶する。

【0034】また、この例の液量比算出サブプログラム

13

には、抵抗値算出サブプログラムの稼働により算出された細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗と、キーボード8cから入力された被験者Mの人体特徴データとに基づいて、被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比を算出する手順が記述されている。つまり、細胞内液（細胞外液）の量は、第1実施例では、細胞内液抵抗（細胞外液抵抗）のみを変数として求められるのに対して、この第2実施例では、細胞内液抵抗（細胞外液抵抗）の他、身長、体重、年齢及び性別も考慮されて求められる。なお、上記以外の点では、第1実施例と略同様であるので、図7において、図1の構成各部と同一の部分には同一の符号を付してその説明を省略する。

【0035】このように、この第2実施例の構成によれば、被験者の身長、体重、年齢及び性別が考慮されるので、一段と正確な液量比を求めることができる。したがって、診断の信頼性が一段と増す。

#### 【0036】◇第3実施例

次に、第3実施例について説明する。この第3実施例の構成は、人体特徴データの入力手段としてキーボード8cを用いる点で上述の第2実施例と略同様であるが、第2実施例では、キーボード8cから入力された被験者Mの人体特徴データに基づいて、被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比を算出するのに対して、この第3実施例では、キーボード8cから入力された被験者Mの人体特徴データに基づいて、最適の基準液量比が選択される点で、上述の第2実施例と大きく異なっている。

【0037】すなわち、この例のROM11には、キーボード8cから供給される被験者Mの人体特徴データに対応して、身長範囲と体重範囲と年齢範囲と性別とで構成される人体特徴区分毎に、一般健常者の正常状態における細胞内液と細胞外液との液量比の上限値及び下限値が基準液量比として予め設定登録されている。また、浮腫診断サブプログラムには、キーボード8cから供給された被験者Mの人体特徴データに基づいて、該当する基準液量比（上限値）をROM11から選択的に読み出し、読み出された基準液量比（上限値）と、液量比算出サブプログラムの稼働により算出された被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比とを比較して、被験者Mの体に浮腫が発生しているか否かを判定（診断）する手順が記述されている。同様に、脱水症状診断サブプログラムには、キーボード8cから供給された被験者Mの人体特徴データに基づいて、該当する基準液量比（下限値）をROM11から選択的に読み出し、読み出された基準液量比（下限値）と、液量比算出サブプログラムの稼働により算出された被験者Mの体の細胞内液と細胞外液との液量比とを比較して、被験者が脱水症状に陥っているか否かを判定する手順が記述されている。

【0038】このように、この第3実施例の構成によっても、上述の第2実施例と略同様の効果を得ることができる。

14

【0039】以上、この発明の実施例を図面により詳述してきたが、具体的な構成はこの実施例に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計の変更等があつてもこの発明に含まれる。例えば、測定信号（電流）Iaの周波数範囲は、1kHz～400kHzに限定されない。同様に、周波の個数も複数である限り任意である。また、生体電気インピーダンスを算出する代わりに、生体電気アドミッタンスを算出するようにしても良く、これに伴い、インピーダンス軌跡を算出する代わりに、アドミッタンス軌跡を算出するようにしても良い。

【0040】また、上述の実施例では、最小二乗法によるカーブフィッティングの手法を用いて、周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスを求めるようとしたが、これに限らず、浮遊容量や外来ノイズの影響を他の手段により回避できる場合には、例えば、2周波（5kHz以下の低周波と、200kHz以上の高周波）の測定信号を生成して被験者に投入し、被験者の体の低周波時の生体電気インピーダンスを周波数0時の生体電気インピーダンスとみなすと共に、被験者の体の高周波時の生体電気インピーダンスを周波数無限大時の生体電気インピーダンスとみなすようにしても良い。また、上述の実施例では、被験者Mの体の細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗を算出する場合について述べたが、これに限らず、例えば、直接、細胞内液抵抗と細胞外液抵抗との比を求めて良い。また、細胞外液抵抗（又は細胞内液抵抗）と全抵抗とを求めて良い。

【0041】また、キーボード8cには、全測定時間や測定回数等を測定目的に応じて設定／設定変更するためのキーを設けて良い。また、表示器9に「浮腫（脱水症状）が生じている」を画面表示する際には、浮腫（脱水症状）の程度に応じて、「軽い浮腫（脱水症状）が生じている」、「重い浮腫（脱水症状）が生じている」等を画面表示するようにすれば、浮腫（脱水症状）の進行状況が判るので、さらに、使い勝手が良くなる。また、上述の実施例においては、人体特徴項目として、被験者の身長、体重、年齢及び性別等を入力する場合について述べたが、必要に応じて、性別、年齢等を省略しても良い。また、出力装置として、プリンタを付設しても良い。また、上述の実施例においては、4個の表面電極H<sub>p</sub>, H<sub>c</sub>, L<sub>p</sub>, L<sub>c</sub>のうち、2個の表面電極H<sub>c</sub>, H<sub>p</sub>を被験者Mの右の手甲部Hに、残り2個の表面電極L<sub>p</sub>, L<sub>c</sub>を被験者Mの右の足甲部Lに、貼り付けるようにしたが、これに限らず、例えば、図8に示すように、4個とも、体肢に貼り付けるようにしても良い。

#### 【0042】

【発明の効果】以上説明したように、この発明の体液異常診断装置によれば、測定された各周波毎の生体電気インピーダンスZ (=V<sub>p</sub>/V<sub>b</sub>)に基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、インピーダンス軌跡を求め、

15

求められた軌跡から周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスが算出されるので、高周波投入時の浮遊容量や外来ノイズの影響を回避でき、また、人体への直流の直接投入を回避できる。それゆえ、生体電気インピーダンスの測定精度が向上する。また、体液異常を判断するに際して、細胞外液と細胞内液とのバランス関係（比率）が考慮されるので、実情に即し、一段と信頼性が増す。また、コンピュータによる自動診断なので、手軽な操作で迅速な判断結果が得られる上、表示器9に「被験者の体に浮腫又は脱水症状が発生している」旨又は「被験者の体液は正常状態である」旨が画面表示されるので、大変使い勝手が良い。それゆえ、診断を手助けする健康機器として、福祉施設や家庭等で利用できる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の第1実施例である体液異常診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図2】同診断装置の使用状態を模式的に示す模式図である。

【図3】同診断装置の動作を説明するための図で、具体的には、人体のインピーダンス軌跡を示す図である。

【図4】同診断装置の動作処理手順を示すフローチャートである。

【図5】同診断装置を構成する表示器の表示例を示す図である。

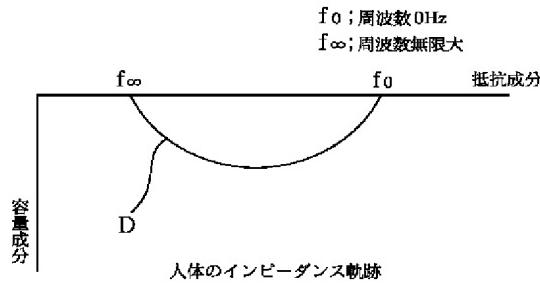
【図6】同診断装置を構成する表示器の表示例を示す図である。

【図7】この発明の第2実施例である体液異常診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図8】第1、第2及び第3実施例の診断装置の別の使用状態を模式的に示す模式図である。

【図9】従来技術の説明に用いられる図で、人体の細胞組織中を低周波の電流及び高周波の電流が流れる様子を

【図3】



説明するための図である。

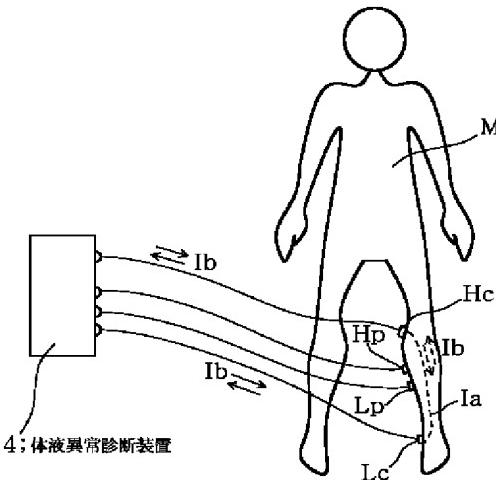
【図10】従来技術を説明に用いられる図で、同図(a)は、生体の組織内細胞の単純化された電気的等価回路図、同図(b)は、より実際に近い電気的等価回路図である。

#### 【符号の説明】

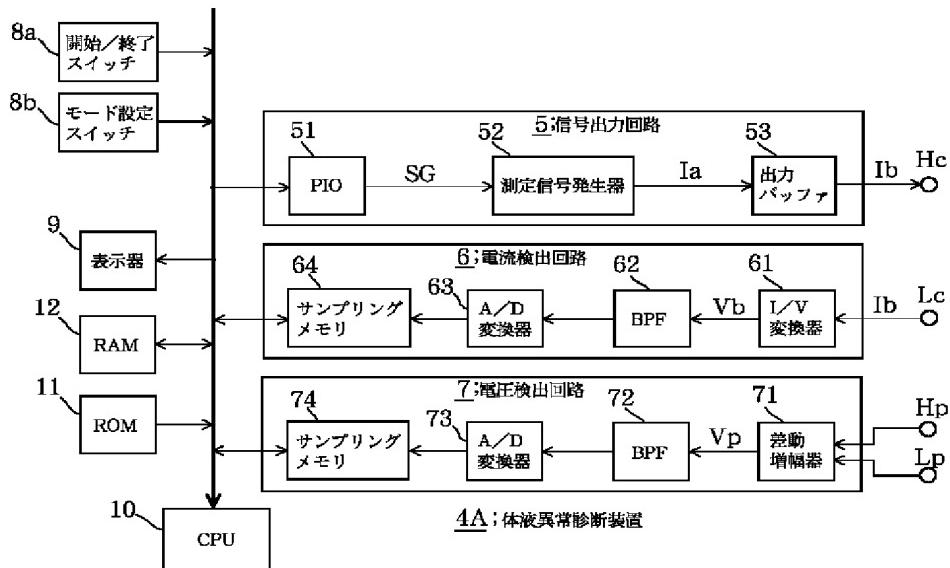
- 1 細胞
- 2 細胞膜
- 3 細胞外液

- 10 4A, 4B 体液異常診断装置
- 5 信号出力回路（生体電気インピーダンス測定手段の構成部分）
- 5.2 測定信号発生器（信号出力回路の構成部分）
- 6 電流検出回路（生体電気インピーダンス測定手段の構成部分）
- 6.4 サンプリングメモリ（電流検出回路の構成部分）
- 7 電圧検出回路（生体電気インピーダンス測定手段の構成部分）
- 20 7.4 サンプリングメモリ（電圧検出回路の構成部分）
- 8c キーボード（人体特徴データ入力手段）
- 9 表示器（表示装置）
- 10 C P U（生体電気インピーダンス測定手段の構成部分、抵抗値算出手段、液量比算出手段、体液異常判定手段、表示制御手段）
- 11 R O M（記憶手段）
- 12 R A M（記憶手段）
- I a 測定信号
- 30 I b マルチ周波のプローブ電流
- V p 被験者の手足間の検出電圧
- M 被験者

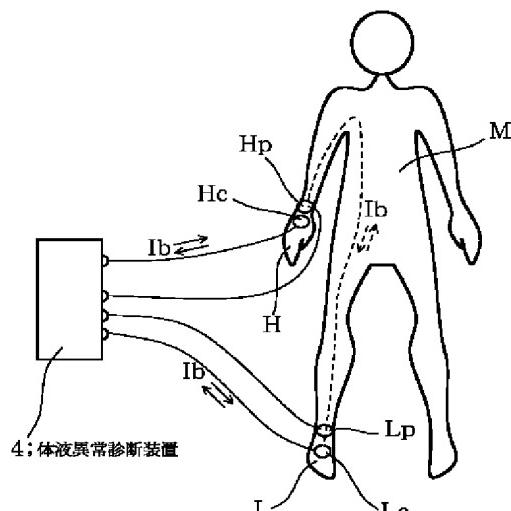
【図8】



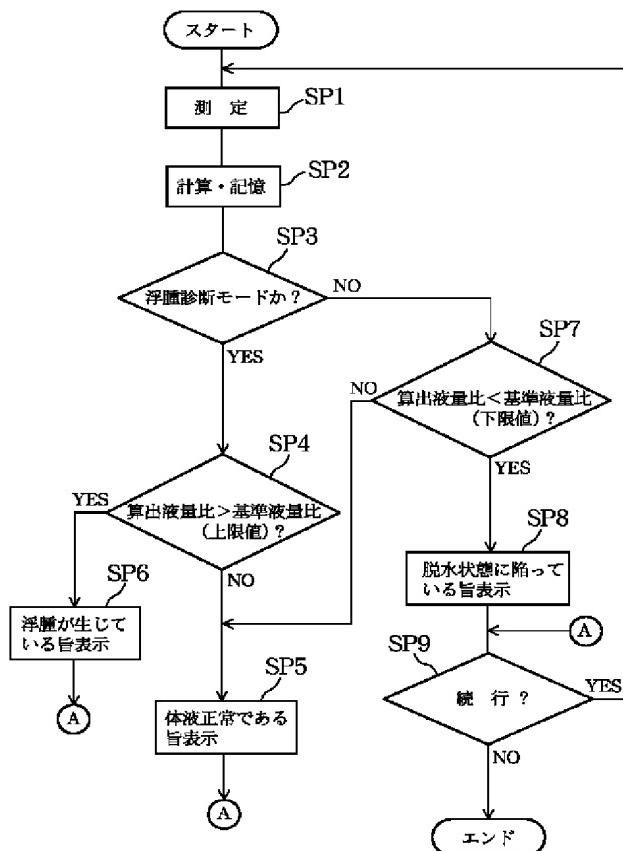
【図1】



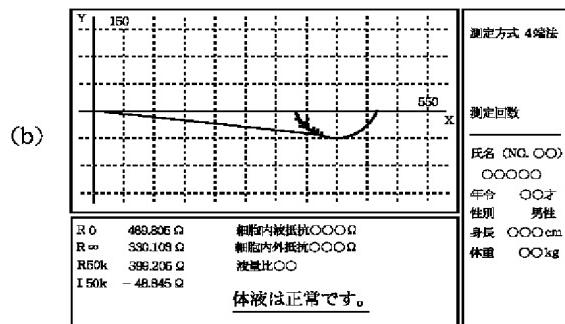
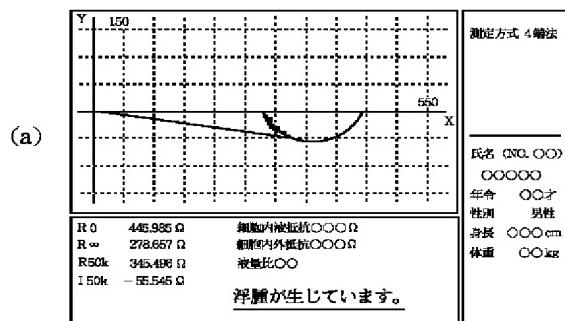
【図2】



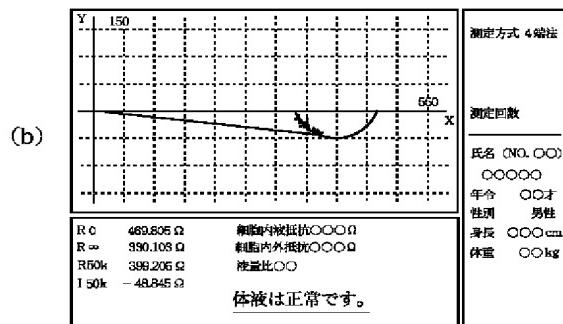
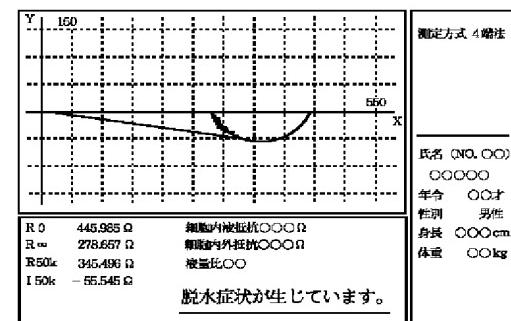
【図4】



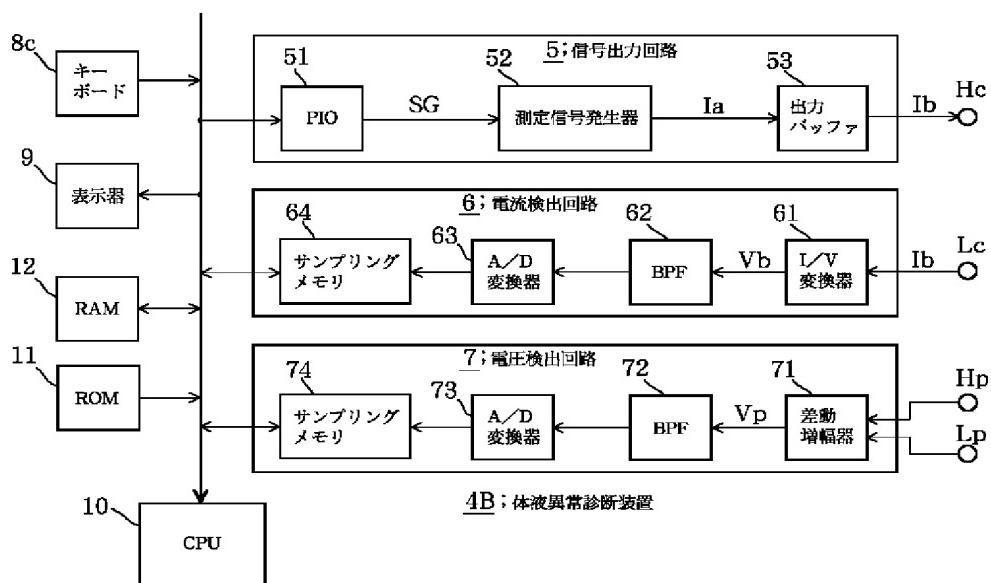
【図5】



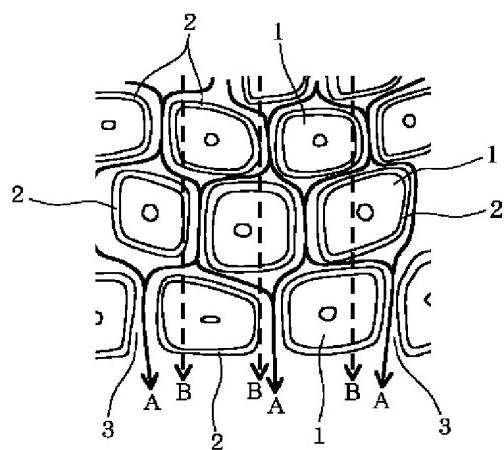
【図6】



【図7】



【図9】



【図10】

